



Europäisches Patentamt  
European Patent Office  
Office européen des brevets



⑪ Veröffentlichungsnummer: **0 537 643 A1**

⑫

## EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

⑲ Anmeldenummer: **92117300.1**

⑤① Int. Cl.<sup>5</sup>: **G02B 5/18, A61F 2/16,  
G02C 7/06**

⑳ Anmeldetag: **09.10.92**

③① Priorität: **18.10.91 DE 4134518**

④③ Veröffentlichungstag der Anmeldung:  
**21.04.93 Patentblatt 93/16**

⑧④ Benannte Vertragsstaaten:  
**AT BE CH DE DK ES FR GB GR IE IT LI LU MC  
NL PT SE**

⑦① Anmelder: **ADATOMED PHARMAZEUTISCHE  
UND MEDIZINTECHNISCHE GESELLSCHAFT  
MBH**  
**Am Moosfeld 27**  
**W-8000 München 82(DE)**

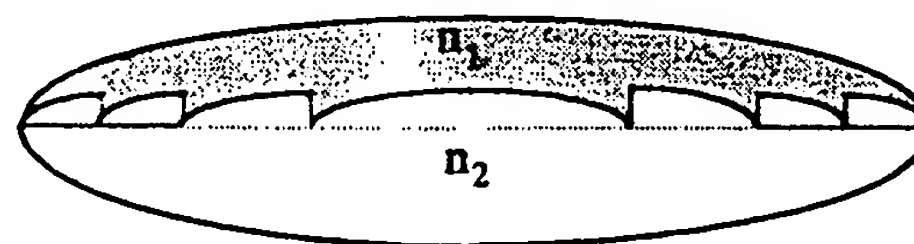
⑦② Erfinder: **Stork, Wilhelm, Dr.**  
**Wilhelmstrasse 30**  
**W-8510 Fürth(DE)**  
Erfinder: **Streibl, Norbert, Dr.**  
**Sperlingstrasse 26a**  
**W-8520 Erlangen(DE)**

⑦④ Vertreter: **Nöth, Heinz, Dipl.-Phys.**  
**Patentanwalt, Mozartstrasse 17**  
**W-8000 München 2 (DE)**

⑤④ **Ophthalmische Linse.**

⑤⑦ Eine ophthalmische Linse (Brillenglas, Kontaktlinse, Intraokularlinse), deren optisch wirksamer Linsenteil diffraktive zonenförmige Feinstrukturelemente mit zwei Beugungsordnungen aufweist, deren Intensität bedeutend stärker ist als die Intensitäten der anderen Beugungsordnungen, so daß man durch diffraktive Wirkung eine bifokale Linse erhält.

**Fig.10**



Zur Korrektur von Alterssichtigkeit (Presbyopie) ist es bekannt, ophthalmische Linsen (Augengläser, Kontaktlinsen, Intraokularlinsen) zu verwenden, die zwei verschiedene Scheitelbrechwerte und mithin zwei verschiedene Foki entlang der optischen Achse bilden. Es ist bekannt, hierfür ophthalmische Linsen zu verwenden, deren optisch wirksamer Linsenteil in Zonen unterschiedlicher Scheitelbrechwerte aufgeteilt ist. Diese Linsen besitzen in unterschiedlichen Abständen von der optischen Achse unterschiedliche Brechkräfte. Die Linse wirkt hierbei als geometrischer Strahlteiler, welcher den einfallenden Bündelquerschnitt in zwei (Biofokallinsen) oder mehrere Teilbereiche (Multifokallinsen) aufteilt, die dann in zwei bzw. mehreren Brennpunkten fokussiert werden. Hierbei läßt sich nicht vermeiden, daß unterschiedliche Teile der Apertur verschiedenen Brennpunkten zugeordnet sind. Bei sich ändernden Beleuchtungsstärken ändert sich infolge der Adaption des Auges auch der Irisdurchmesser (Apertur). Da bei geometrischer Strahlteilung die Drechkraft über den optisch wirksamen Linsenteil radial verteilt ist, ändern sich auch die an der Abbildung beteiligten Flächenanteile der Augenpupille mit ihren unterschiedlichen Brechkräften. Ordnet man beispielsweise die für das Nahfeldsehen nötige Brechkraft im Zentrum der Pupille an, weil man beispielsweise beim Lesen für eine ausreichende Beleuchtung sorgen will, so wird das Fernfeldsehen stark beleuchtungsabhängig. Schließt sich die Iris bei heller Beleuchtung, so ist der Flächenanteil, der auf Fernfeldsehen korrigierten ophthalmischen Linse, insbesondere wenn diese als Intraokularlinse ausgebildet ist, gering. Dies hat im Fernfeld eine unbefriedigende Bildqualität zur Folge. Andererseits wird beim Nahfeldsehen bei schlechter Beleuchtung die Adaption wenig Erfolg haben, da beim Öffnen der Pupille der größte Energieanteil in den Fernfeldfokus der Linse geschickt wird, wodurch das gerade fokussierte Bild nicht heller wird, sondern nur das unscharfe Nebenbild.

Aufgabe der Erfindung ist es, eine ophthalmische Linse nach dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1 zu schaffen, bei der infolge der Adaption des Auges sich ändernde Pupillendurchmesser gleichmäßig auf die Bildqualität beim Fernfeldsehen und beim Nahfeldsehen auswirken.

Diese Aufgabe wird bei einer derartigen ophthalmischen Linse erfindungsgemäß durch die kennzeichnenden Merkmale des Patentanspruchs 1 gelöst.

Bei dieser Linse ist der optisch wirksame Linsenteil in zonenförmige diffraktive Feinstrukturelemente mit zwei Beugungsordnungen unterteilt, deren Intensitäten die Intensitäten der anderen Beugungsordnungen erheblich übersteigen. Die Lichtintensitäten in den beiden Beugungsordnungen be-

tragen etwa 80 % und mehr der gesamten einfallenden Intensität.

Die Intensitäten der beiden Beugungsordnungen können etwa gleich sein. Es ist jedoch auch möglich, unterschiedliche Intensitäten für beide Beugungsordnungen zu haben.

Die diffraktive Feinstruktur der ophthalmischen Linse wirkt als physikalischer Strahlteiler und benutzt ein Beugungsgitter, das nur zwei Beugungsordnungen hat, die auf der optischen Achse der Linse zwei Brennpunkte bildet. Das in unerwünschte Beugungsordnung abgelenkte Licht hat gegenüber dem Intensitätsanteil in den beiden Beugungsordnungen einen nur geringen Anteil. Mit der erfindungsgemäßen ophthalmischen Linse kann ein Wirkungsgrad (Verhältnis der zur Erzeugung der beiden Bilder zur Verfügung stehenden nutzbaren Lichtenergie zu der insgesamt einfallenden Lichtenergie) von 80 % und mehr erreicht werden. Durch die diffraktiven Feinstrukturelemente wird eine physikalische Teilung der Lichtenergie auf die beiden gewünschten Teilbilder, wodurch die beiden Beugungsordnungen erzeugt werden, erreicht. Eine Änderung der Apertur, d.h. des Pupillendurchmessers, wirkt sich auf beide Beugungsordnungen gleichermaßen aus.

Die Erfindung kann sowohl bei Brillengläsern als auch bei Kontaktlinsen sowie bevorzugt bei Intraokularlinsen zum Einsatz kommen.

Anhand der Figuren wird die Erfindung noch näher erläutert. Es zeigt:

Fig. 1

eine Periode einer als Oberflächenprofil auf der Linsenoberfläche ausgebildeten zonenförmigen diffraktiven Feinstruktur in Rechteckdesign;

Fig. 2

eine Energieverteilung über die Beugungsordnungen des in Fig. 1 dargestellten Rechteckdesigns;

Fig. 3

eine Tiefenverteilung des in Fig. 1 dargestellten Rechteckdesigns mit einer Apertur von 7 mm, einer Brechzahladdition von  $\pm 3$  dpt auf 20 dpt, entworfen und betrieben bei einer Designwellenlänge von 555 nm;

Fig. 4

eine Tiefenverteilung für das in Fig. 1 dargestellte Rechteckdesign mit Brechzahladdition von  $\pm 3$  dpt auf 20 dpt, entworfen und betrieben bei einer Designwellenlänge von 555 nm, jedoch mit einer Apertur von 3 mm;

Fig. 5

eine Periode eines Sägezahnprofils einer als Oberflächenprofil auf der Linsenoberfläche zonenförmig ausgebildeten diffraktiven Feinstruktur;

Fig. 6

den Wirkungsgrad des in Fig. 5 dargestellten

Sägezahndesigns für gleich starke Beugungsordnungen 0, +1;

Fig. 7

eine Energieverteilung über die Beugungsordnungen des in Fig. 5 dargestellten Sägezahndesigns;

Fig. 8

eine Tiefenverteilung des in Fig. 5 dargestellten Sägezahndesigns mit einer Apertur von 7 mm, einer Brechzahladdition von  $\pm 3$  dpt auf 20 dpt, entworfen und betrieben bei einer Designwellenlänge von 555 nm;

Fig. 9

zwei Stufen eines photolithographischen Verfahrens zur Herstellung einer diffraktiven Feinstruktur auf einer Linsenoberfläche, wobei in der ersten Stufe ein Rechteckdesign und in der zweiten Stufe ein stufenförmig angehärtes Sägezahndesign hergestellt wird; und

Fig. 10, 11, 12

Ausführungsbeispiele für ophthalmische Linsen.

In der Fig. 1 ist die Periode eines Oberflächenprofils eines Rechteckdesigns als Ausführungsbeispiel für eine diffraktive zonenförmige Feinstruktur für eine Intraokularlinse dargestellt. Die Brechkraft der Intraokularlinse beträgt 20 dpt, wobei durch die diffraktiven Feinstrukturelemente, welche in den Zonen des optisch wirksamen Linsenteils vorgesehen sind, eine Änderung um 3 dpt bewirkt wird. Das bedeutet, daß die +1. Beugungsordnung die Brechkraft um 3 dpt verringert und die -1. Beugungsordnung die Brechkraft um 3 dpt erhöht. Bei dem in der Fig. 1 dargestellten Rechteckdesign der diffraktiven Oberflächenfeinstruktur der Linse werden die +1. und die -1. Beugungsordnungen zueinander abgeglichen und in ihrem Wirkungsgrad maximiert. Wie aus Fig. 1 zu ersehen ist, läßt sich das Rechteckprofil für die Oberflächenstruktur durch die Höhe  $H$  und das Tastverhältnis  $q$  bestimmen. Die Höhe ist auf  $2\pi$  normiert und ist in der Fig. 1 mit  $H$  dargestellt.

Durch eine Parametereinstellung  $q = 0,5$  und  $H = 0,5$  lassen sich die Beugungsordnungen -1 und +1 auf einen maximalen Wirkungsgrad von ca. 81 % abgleichen.  $H = 0,5$  entspricht einer halben Wellenlänge Unterschied in der optischen Wellenlänge.

In der Fig. 2 ist ein Balkendiagramm für die Energieverteilung auf die einzelnen Beugungsordnungen (mit B.O. bezeichnet) dargestellt. Wie sich zeigt, fallen die geradzahigen Beugungsordnungen für das in Fig. 1 dargestellte Rechteckdesign vollständig aus.

In der Fig. 3 ist die Tiefenverteilung für das in Fig. 1 dargestellte Rechteckdesign dargestellt. Dies ist die Intensitätsverteilung auf der optischen Achse  $z$ , woraus sich das longitudinale Auflösungsvermögen, d.h. die Schärfentiefe, ablesen läßt. Die Tie-

fenverteilung ist logarithmisch aufgetragen, um dem Sehverhalten des Auges möglichst nahezu kommen und um auch kleine Effekte deutlich herauszustellen. Die Höhe der Peaks (Foki) entspricht den im Balkendiagramm der Fig. 2 dargestellten Höhen für die -1. und die +1. Beugungsordnungen des Rechteckgitters. Zwischen den beiden Foki gibt es leichte Oszillationen, die jedoch weit unterhalb von 1 Promille liegen. Dieser oszillatorische Untergrund entsteht durch Überlagerung des Lichts aller Zerstreuungskreise am entsprechenden Ort auf der optischen Achse  $z$ . Die in der Fig. 3 dargestellte Tiefenverteilung entspricht einer Apertur von 7 mm, d.h. einem Pupillendurchmesser von 7 mm. Dies ist der Durchmesser einer voll geöffneten Pupille.

Bei durchschnittlicher Leuchtdichte beträgt jedoch - bedingt durch die Adaption des Auges - der Durchmesser der Pupille (Apertur) ca. 3 mm.

In der Fig. 4 ist für eine solche Apertur die Tiefenverteilung des in Fig. 1 dargestellten Rechteckdesigns dargestellt. Wie aus Fig. 4 zu ersehen ist, nimmt die Schärfentiefe aufgrund der Aperturverringern zu.

Die Fig. 5 zeigt ein weiteres Ausführungsbeispiel der Erfindung, wobei eine Periode eines Sägezahnprofils für die diffraktive Feinstruktur auf der Linsenoberfläche dargestellt ist. Das dargestellte Sägezahndesign gleicht die 0. und die +1. Beugungsordnungen zueinander ab und maximiert diese im Wirkungsgrad. Wie aus der Darstellung der Fig. 5 zu erkennen ist, wird das Sägezahnprofil durch die Höhe des Dreiecks bestimmt. Die Höhe ist auf  $2\pi$  normiert und wird durch  $H$  dargestellt. Für  $H = 0,5$  sind die Beugungsordnungen 0 und +1 auf einen maximalen Wirkungsgrad von ca. 81 % abgeglichen.

In der Fig. 6 ist der Verlauf des Wirkungsgrades bei gleich hellen Beugungsordnungen 0 und +1 in Abhängigkeit von der Höhe  $H$  dargestellt. Ein Optimum des Wirkungsgrades von 81 % ergibt sich für eine Höhe  $H = 0,5$ . Dies entspricht einer halben Wellenlänge Unterschied in der optischen Wellenlänge (Designwellenlänge). Auch bei einer Höhe  $H$  von etwa 0,71 erreicht man einen relativ hohen Wirkungsgrad von etwa 0,74 (74 %). Die Designwellenlänge beträgt 555 nm.

In der Fig. 7 ist die Energieverteilung über die Beugungsordnungen (mit B.O. bezeichnet) des in Fig. 5 dargestellten Sägezahnprofils in Form eines Balkendiagramms dargestellt. Die Intensität entlang der optischen Achse  $z$  ist durch die in Fig. 8 gezeigte Tiefenverteilung wiedergegeben. Die Höhe der Foki für die 0. und die +1. Beugungsordnung des Sägezahngitters der Fig. 5 entspricht den im Balkendiagramm der Fig. 7 gezeigten Höhen.

In der Fig. 9 ist ein photolithographisches Verfahren schematisch dargestellt, das bei der Herstellung der diffraktiven Oberflächenfeinstruktur auf der Linse zur Anwendung kommen kann. Die erste Stufe des Herstellungsverfahrens in der Fig. 9 zeigt die Gewinnung einer diffraktiven Feinstruktur mit Rechteckdesign. In der zweiten Stufe ist die Herstellung von mikrofeinen Stufen zur Annäherung der schrägen Rampen für das Sägezahnprofil dargestellt. Es werden hierzu mehrere Maskierungs- und Ätzschritte, wie in der zweiten Stufe dargestellt ist, zur Anwendung gebracht. Das in der zweiten Stufe dargestellte Verfahren kann zur Gewinnung noch feinerer Mikrostrukturen wiederholt werden.

Eine weitere Ausführungsform der ophthalmischen Linse (Brillenglas, Kontaktlinse, Intraokularlinse) kann darin bestehen, daß unterschiedliche Gewichtungen in der Intensität der beiden Foki bei bifokalen Linsen gewählt werden. Diese unterschiedliche Gewichtung kann soweit gehen, daß im Grenzfall einer der beiden Foki unterdrückt wird. In diesem Grenzfall wird dann zur Brechkraft der refraktiven Linse noch eine zusätzliche diffraktive Brechkraft hinzugefügt. Bevorzugt kommt hierbei das Sägezahnprofil für die diffraktive Feinstruktur zur Anwendung, wobei die Profilhöhe bzw. die Differenz der optischen Wellenlänge zwischen Spitze und Tal der Designwellenlänge bevorzugt einer Wellenlänge im grünen Spektralbereich des sichtbaren Lichts entspricht. In diesem Fall wirkt das diffraktive Feinstrukturprofil für die Designwellenlänge als monofokale Linse. Selbst bei Abweichungen von der Designwellenlänge im grünen Spektralbereich, beispielsweise 550 nm, im sichtbaren Bereich (450 - 650 nm) ist die Beugungseffizienz immer noch ca. 80 %, so daß sich Streulichtanteile nicht besonders störend auswirken. Durch die zusätzliche diffraktive Brechkraft erreicht man eine Verringerung der Linsendicke bei gleicher Brechkraft.

In den Fig. 10 bis 12 sind Ausführungsbeispiele ophthalmischer Linsen, insbesondere Intraokularlinsen, dargestellt. Beim Ausführungsbeispiel der Fig. 10 besteht der Linsenkörper aus zwei Stoffen mit unterschiedlichen Brechungsindizes  $n_1$  und  $n_2$ . Die beiden Linsenteile sind plankonvexe Linsenteile und besitzen an ihren planen Flächen, die aneinander liegen, die diffraktive Struktur, welche schematisch dargestellt ist. Die beiden Linsenteile mit den unterschiedlichen Brechungsindizes sind längs der optischen Achse hintereinander angeordnet.

Bei dem Ausführungsbeispiel der Fig. 11 ist der Linsenkörper plankonvex ausgebildet. Die diffraktive Struktur befindet sich an der planen Seite des Linsenkörpers.

Bei dem in der Fig. 12 dargestellten Ausführungsbeispiel ist der Linsenkörper bikonvex ausgebildet. Die diffraktive Struktur befindet sich auf der

einen konvexen Seite des Linsenkörpers.

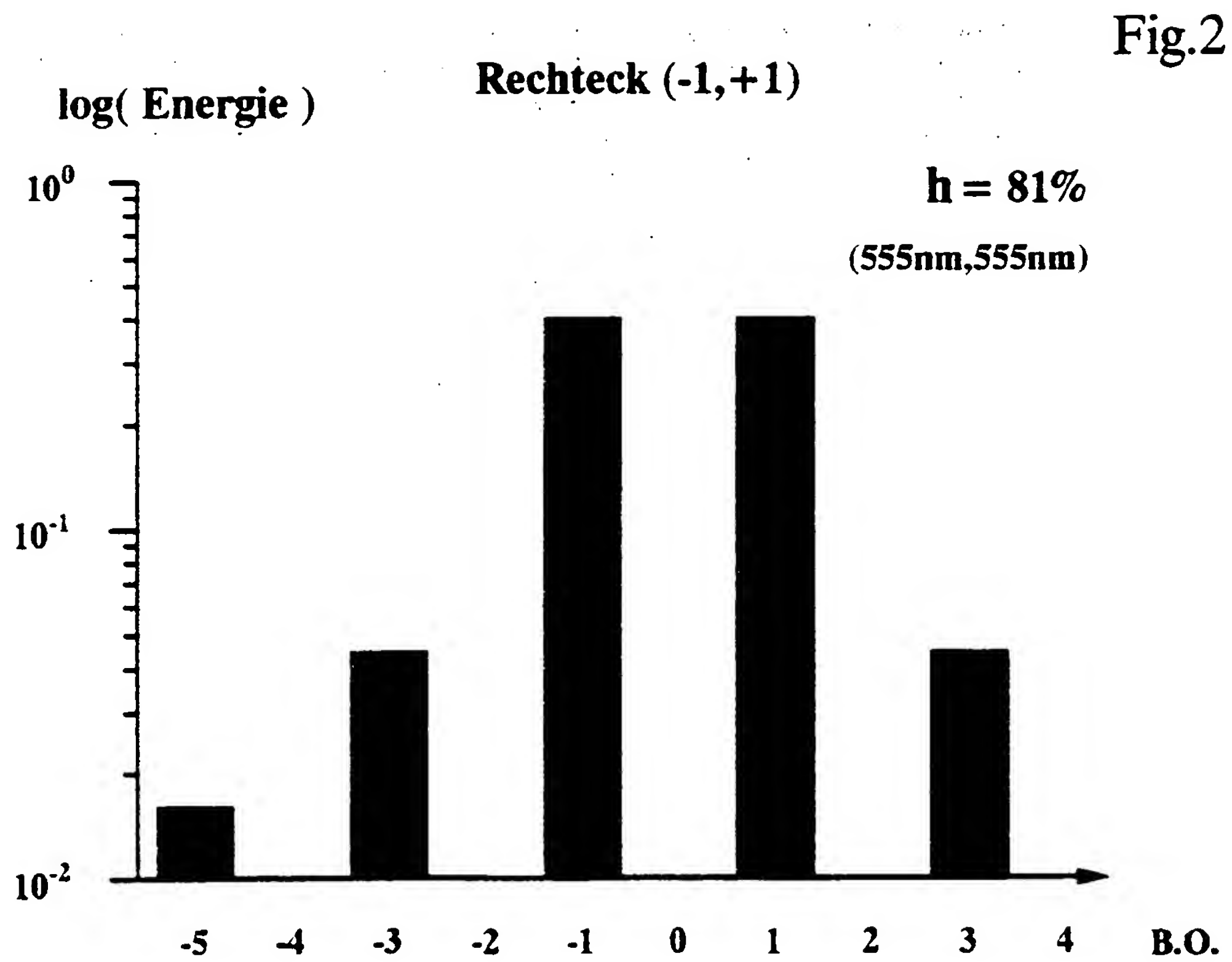
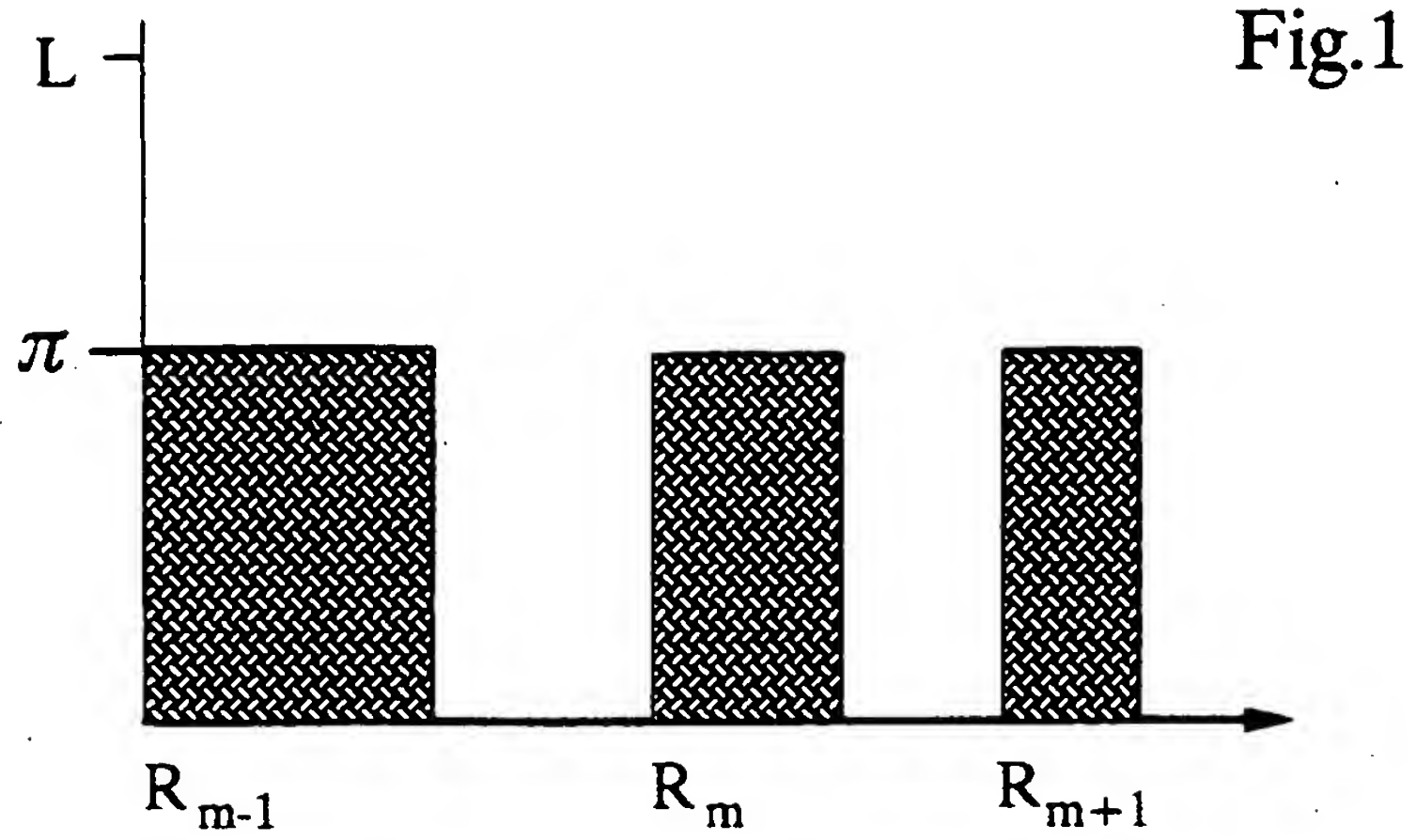
## Patentansprüche

1. Ophthalmische Linse, in deren optischem Linsenteil auf Zonenradien um die optische Linsenachse diffraktive Feinstrukturelemente mit zwei Beugungsordnungen, gegenüber deren Intensitäten die Intensitäten anderer Beugungsordnungen gering sind, gebildet sind zur Erzielung zweier Foki mit jeweils unterschiedlichem Scheitelbrechwert, dadurch gekennzeichnet, daß die Zonenradien ( $R_m$ ) zur Bildung der Perioden des Feinstrukturprofils die Gleichung  $\sqrt{R_m^2 + f^2} - f = \lambda$  erfüllen, wobei  $m$  jeweils eine ganze Zahl, beginnend mit 1,  $f$  der Reziprokwert jeweils eines der beiden Scheitelbrechwerte der Linse und  $\lambda$  die Designwellenlänge, welche im grünen Spektralbereich des sichtbaren Lichts liegt, bedeuten und daß das Feinstrukturprofil entweder ein Rechteckprofil ist, dessen Grundlinie der halben Periode des Feinstrukturprofils entspricht, oder ein Sägezahnprofil ist, dessen Grundlinie der ganzen Periode des Feinstrukturprofils entspricht.
2. Ophthalmische Linse nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Intensitäten der beiden Beugungsordnungen gleich sind.
3. Ophthalmische Linse nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Intensitäten der beiden Beugungsordnungen unterschiedlich sind.
4. Ophthalmische Linse nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Linse als refraktive Linse ausgebildet ist und daß einer der beiden von den zonenförmigen diffraktiven Feinstrukturelementen erzeugten Foki unterdrückt ist, so daß eine monofokale Linse, deren Brechkraft aus einem diffraktiven und einem refraktiven Anteil zusammengesetzt ist, entsteht.
5. Ophthalmische Linse nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die zonenförmigen diffraktiven Feinstrukturelemente die +1. und -1. Beugungsordnungen bilden.
6. Ophthalmische Linse nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die zonenförmigen diffraktiven Feinstrukturelemente die 0. und +1. Beugungsordnungen bilden.
7. Ophthalmische Linse nach einem der Ansprüche 1, 2, 5 und 6, dadurch gekennzeichnet,

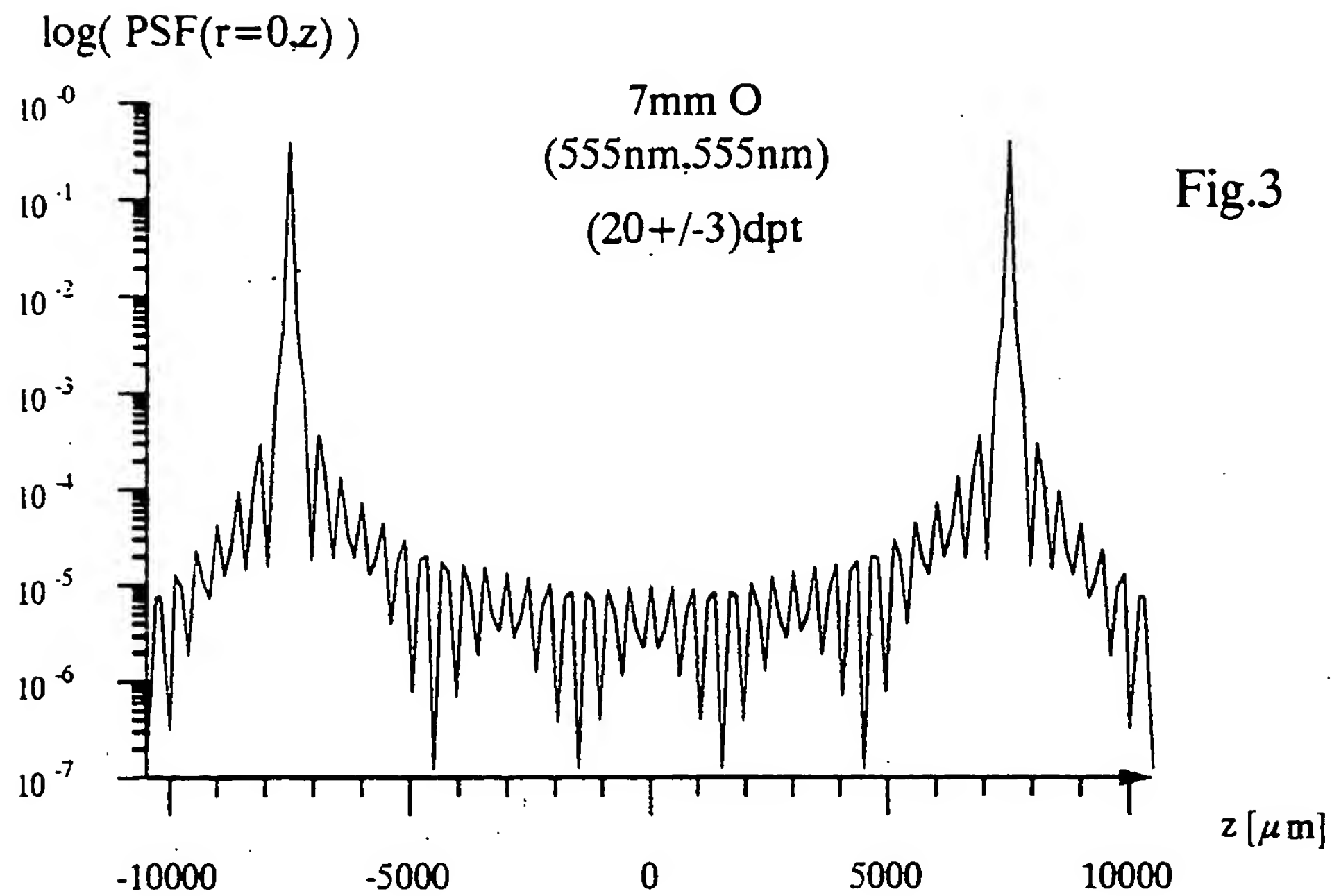


daß der optische Weglängenunterschied zwischen Höhen und Tiefen der Feinstrukturelemente der halben Designwellenlänge entspricht.

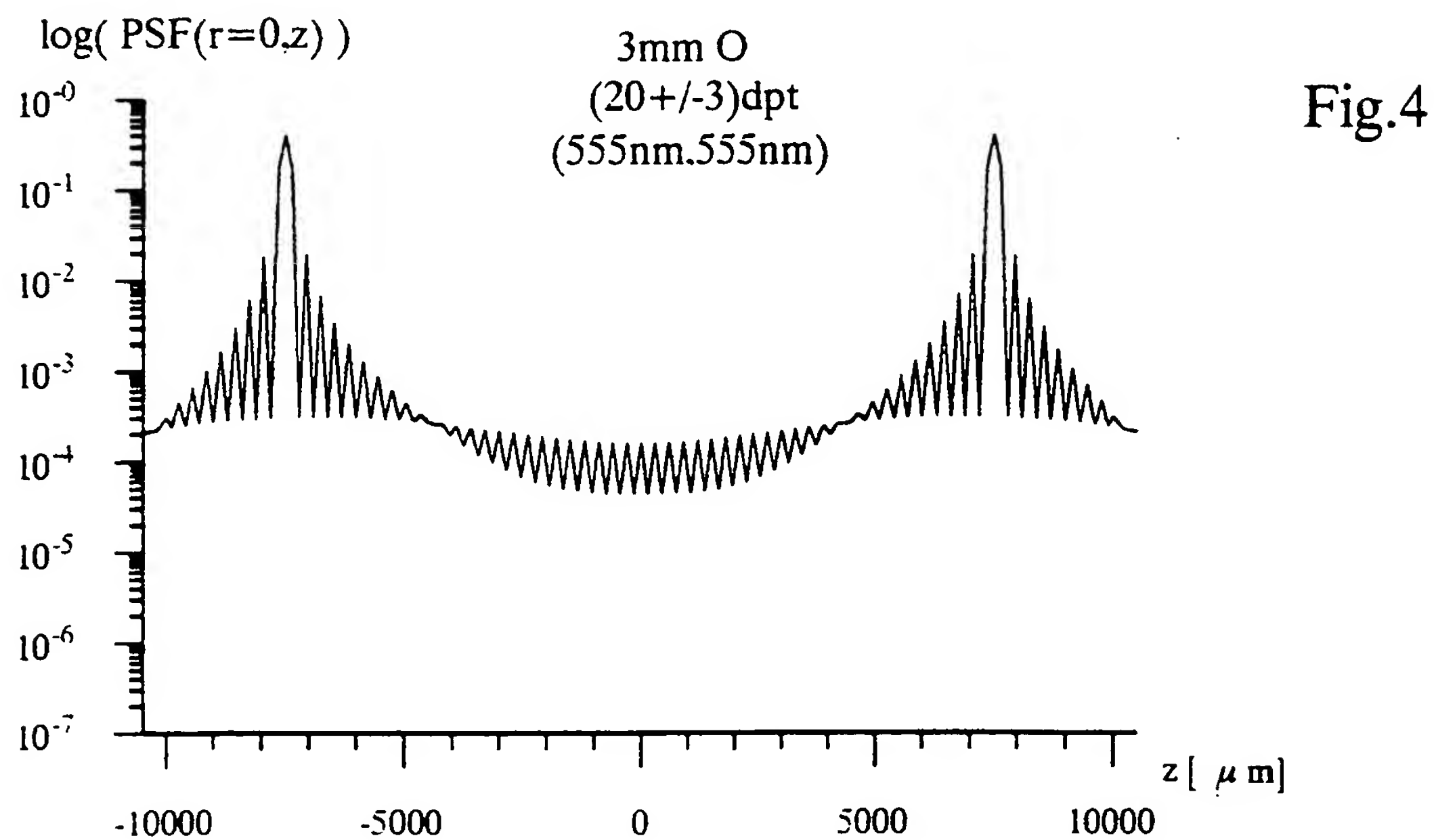
- |   |          |
|---|----------|
|   | 5        |
| 8. Ophthalmische Linse nach einem der Ansprüche 3, 4, 6 und 7, dadurch gekennzeichnet, daß der optische Weglängenunterschied zwischen Höhen und Tiefen der Feinstrukturelemente der ganzen Designwellenlänge entspricht.            | 10       |
| 9. Ophthalmische Linse nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß die Designwellenlänge im grünen Spektralbereich des sichtbaren Lichts liegt.   | 15       |
| 10. Ophthalmische Linse nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß das Profil der diffraktiven Feinstrukturelemente photolithographisch gebildet ist.  | 20       |
| 11. Ophthalmische Linse nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß sie als Intraokularlinse ausgebildet ist.  | 25       |
| 12. Ophthalmische Linse nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß sie als Kontaktlinse ausgebildet ist.  | 30       |
| 13. Ophthalmische Linse nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß sie als Brillenglas ausgebildet ist.   |          |
| 14. Ophthalmische Linse nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß der Linsenkörper aus Materialien mit unterschiedlichen Brechungsindizes besteht.   | 35       |
| 15. Ophthalmische Linse nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß der Linsenkörper aus zwei plankonvexen Teilen besteht und die diffraktive Struktur an den aneinander liegenden planen Seiten vorgesehen ist. | 40<br>45 |
| 16. Ophthalmische Linse nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß der Linsenkörper bikonvex oder plankonvex ausgebildet ist und die diffraktive Struktur an der konvexen oder planen Seite vorgesehen ist.     | 50       |



Rechteck (-1,+1)



Rechteck (-1,+1)



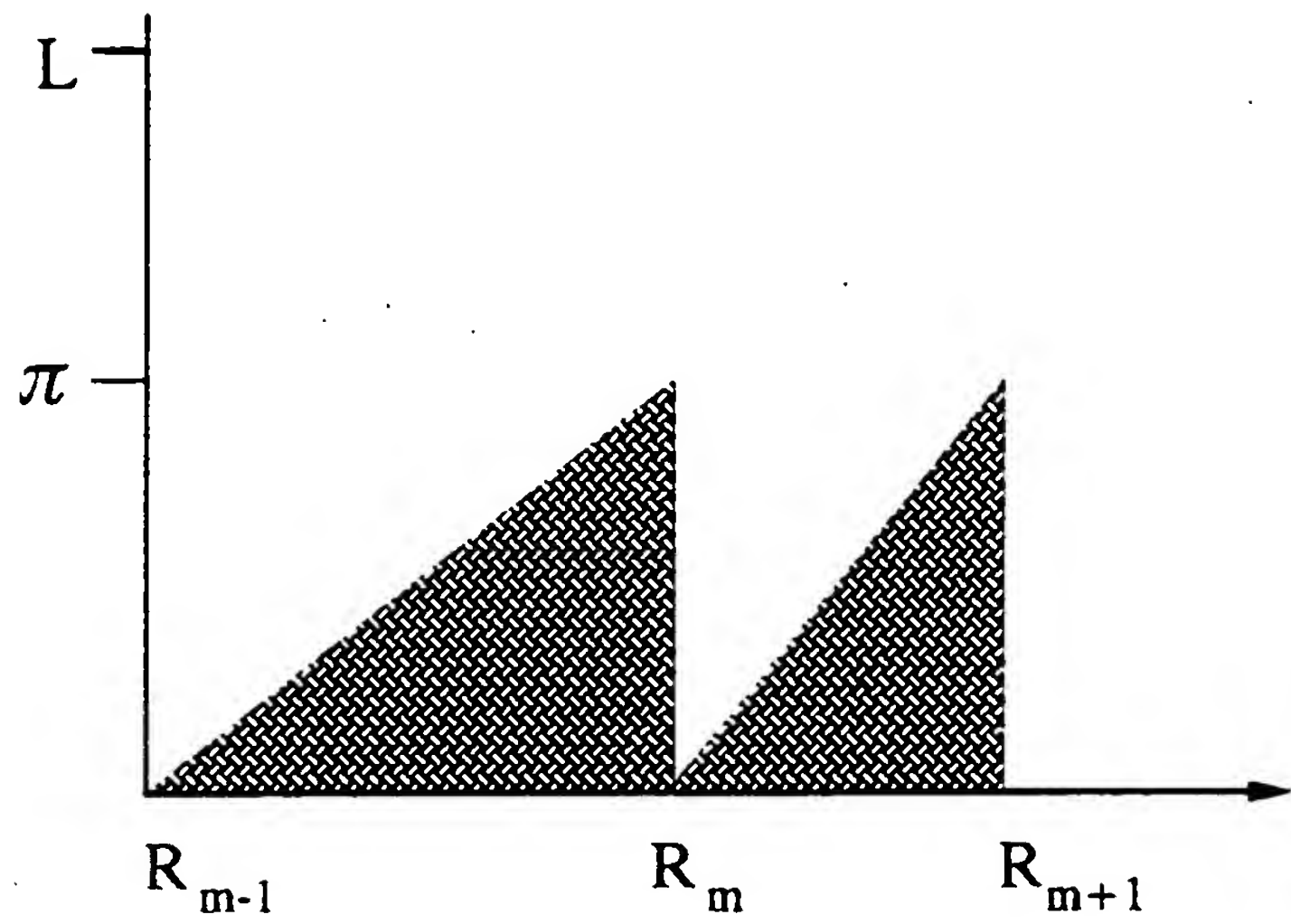
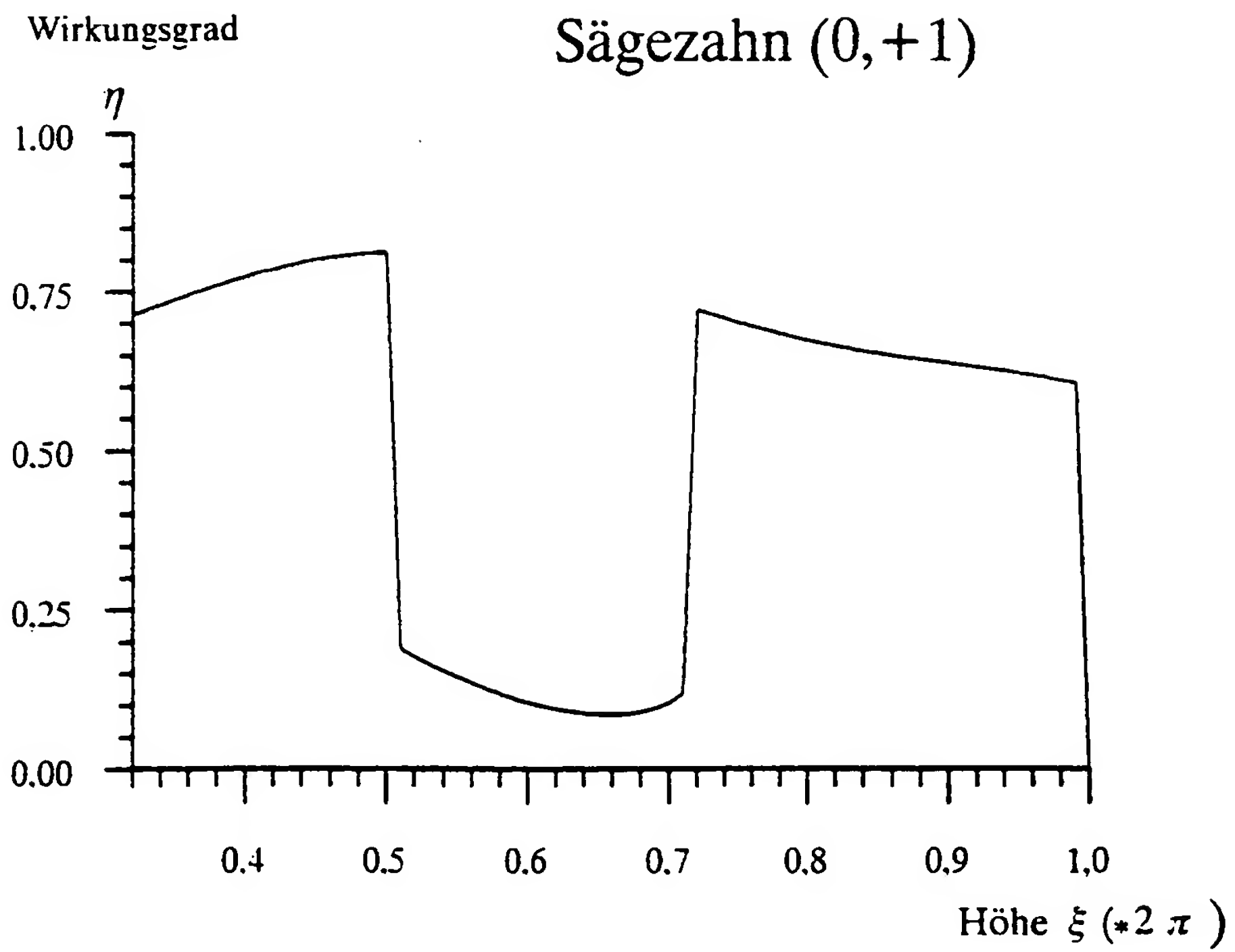


Fig.5

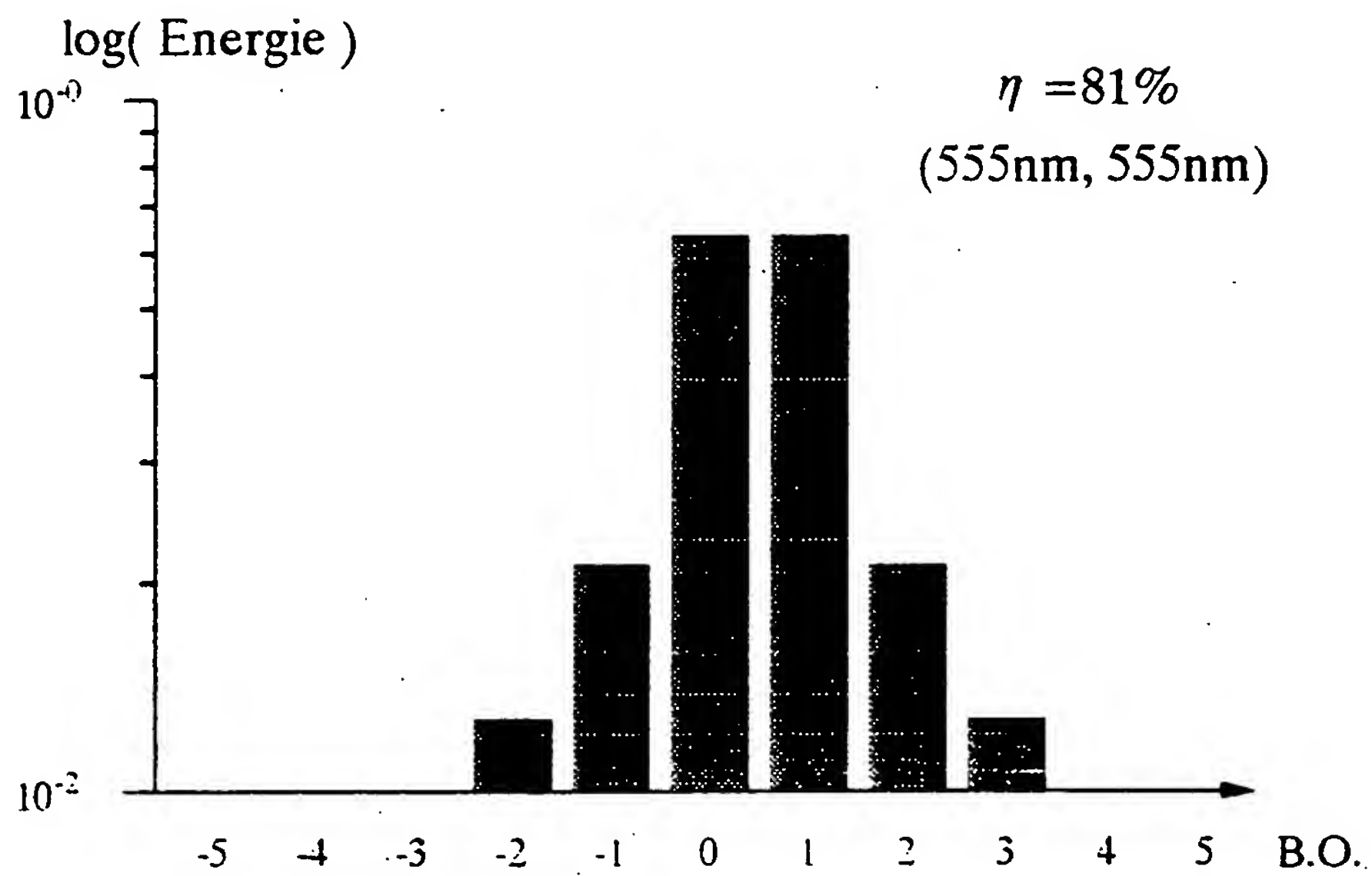
Fig.6





Sägezahn (0,+1)

Fig.7



Sägezahn (0,+1)

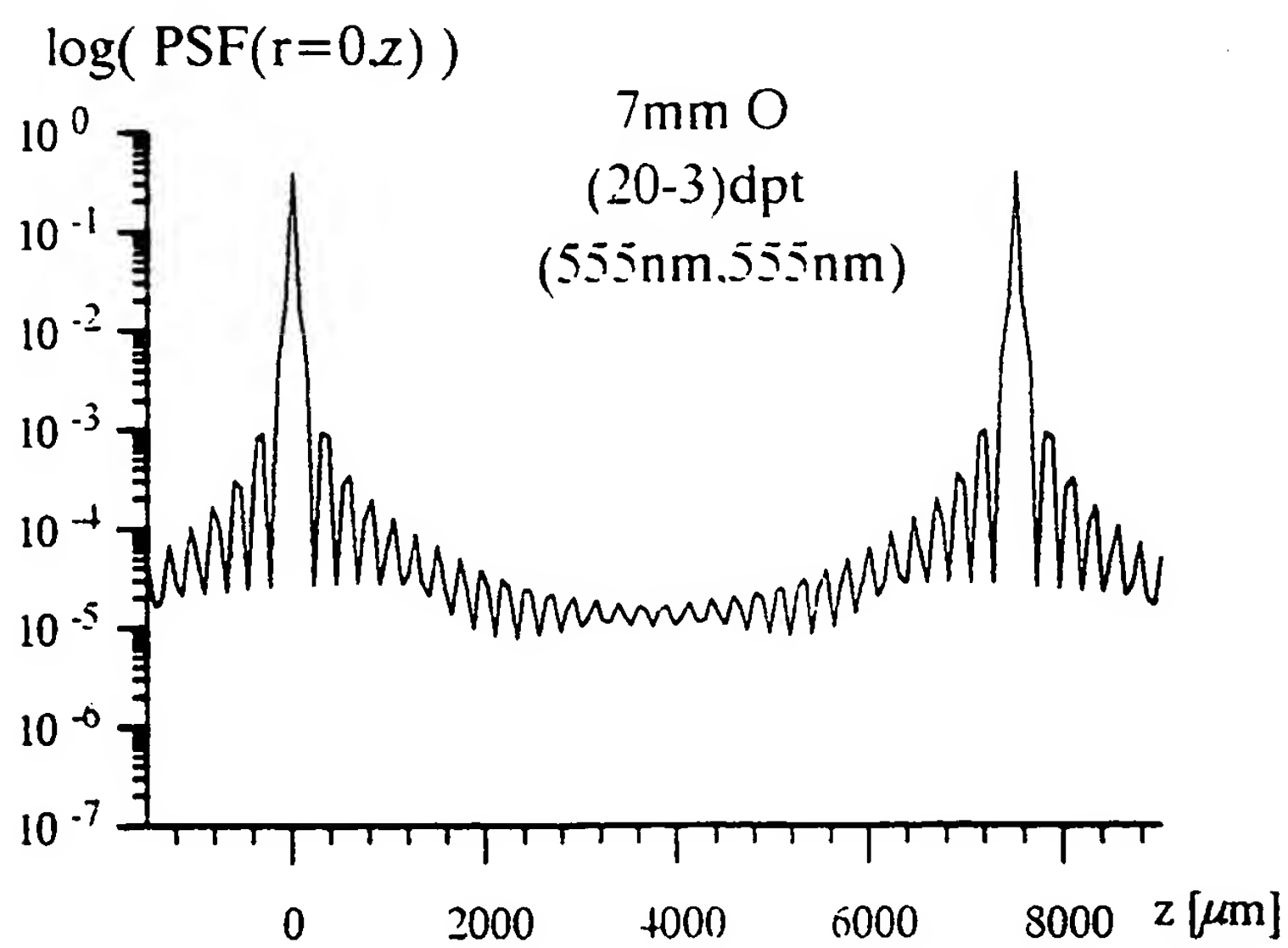
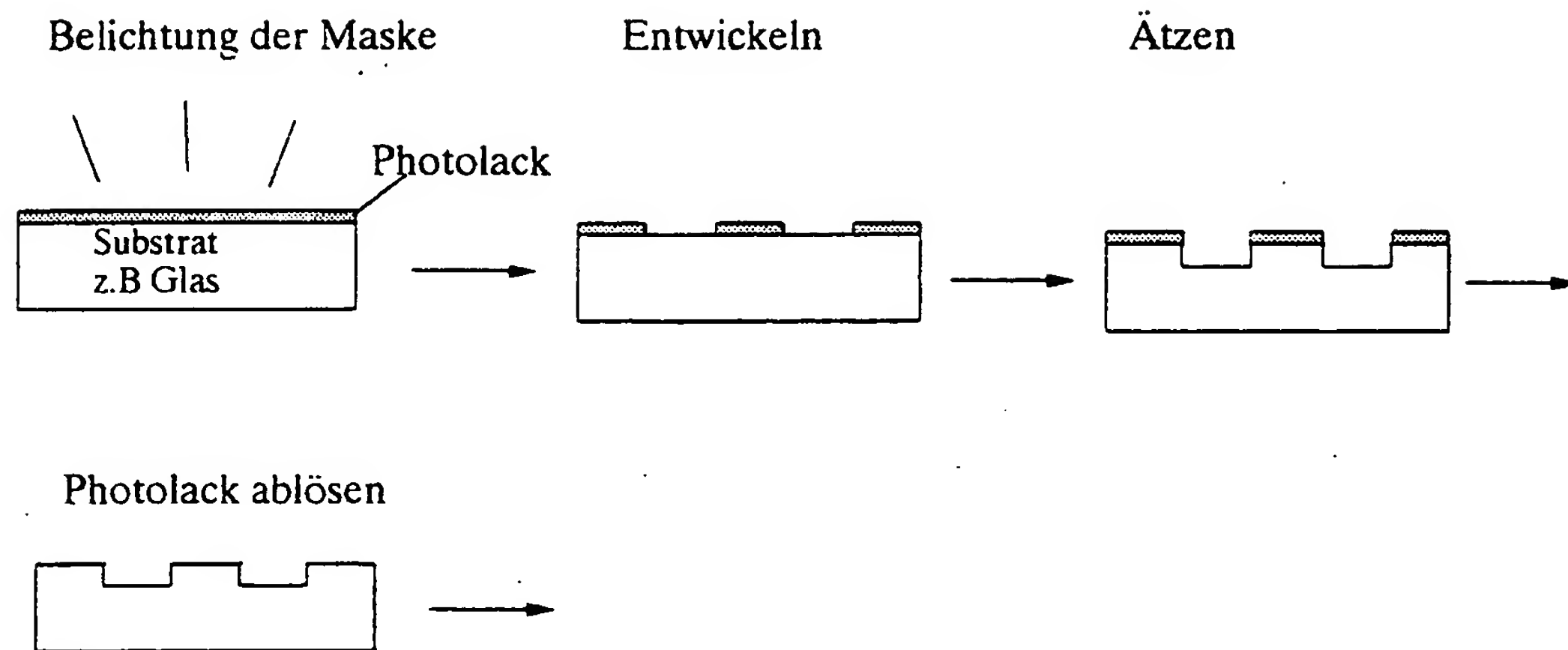


Fig.8

Fig.9

1. Stufe



2. Stufe

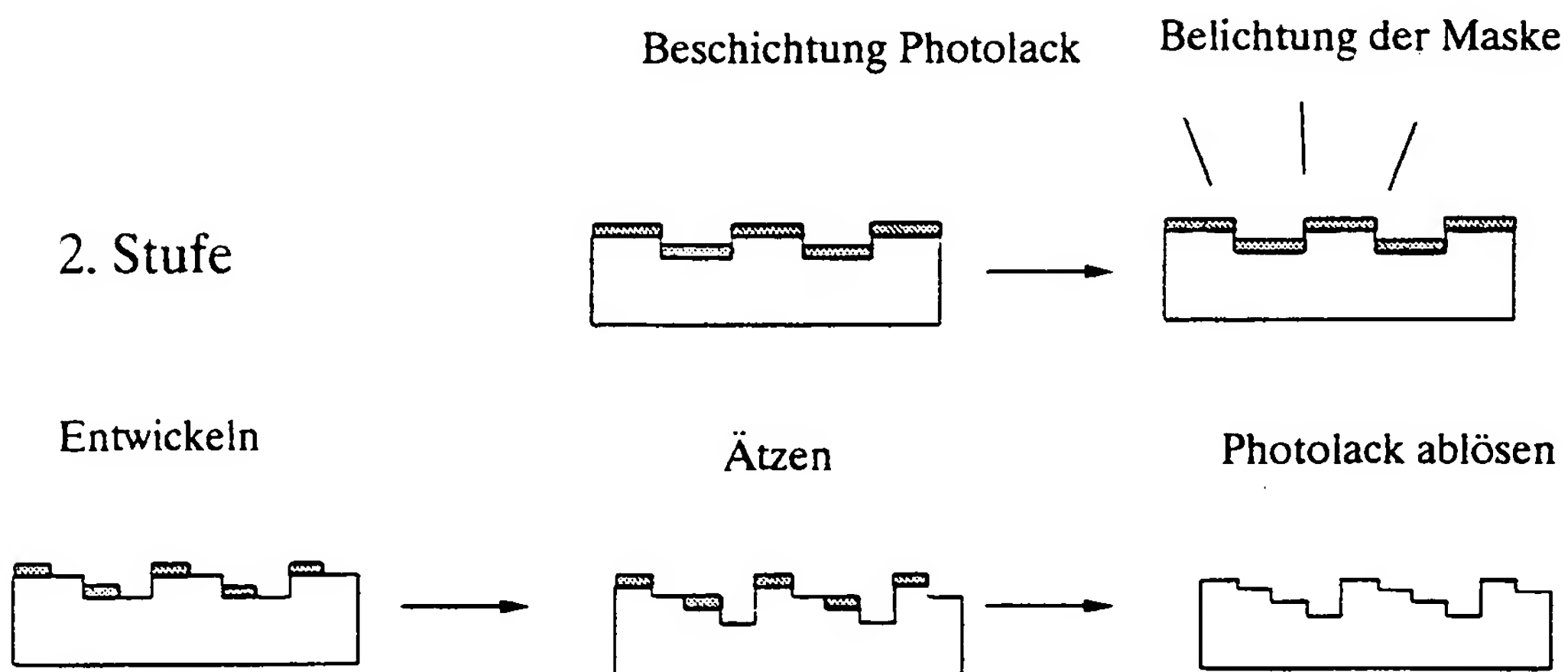


Fig.10

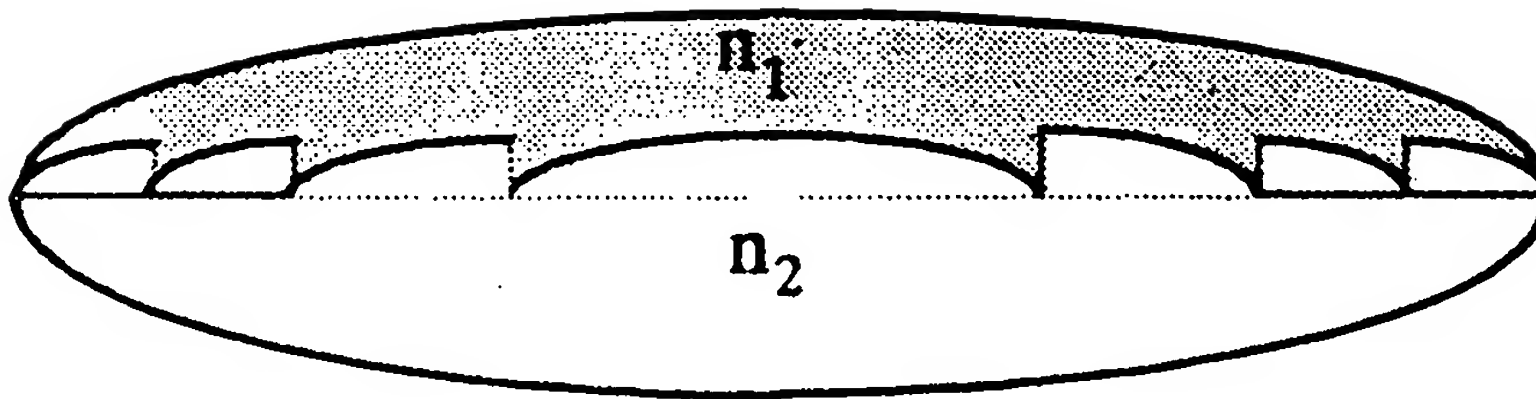


Fig.11

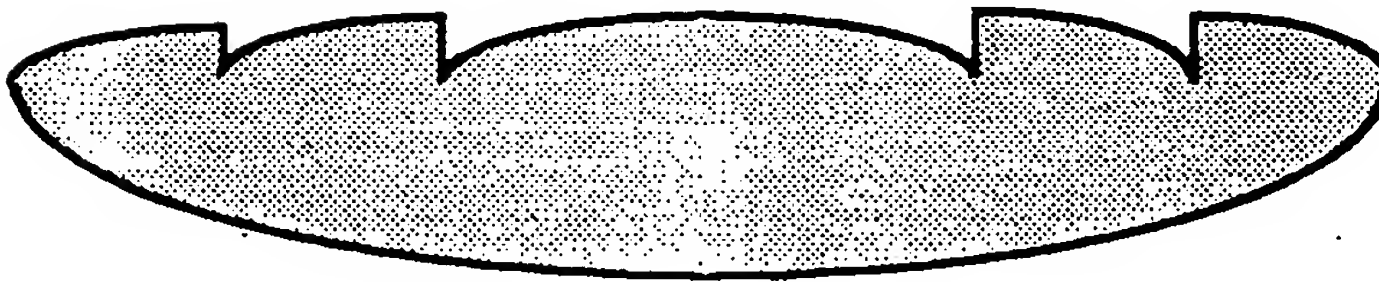
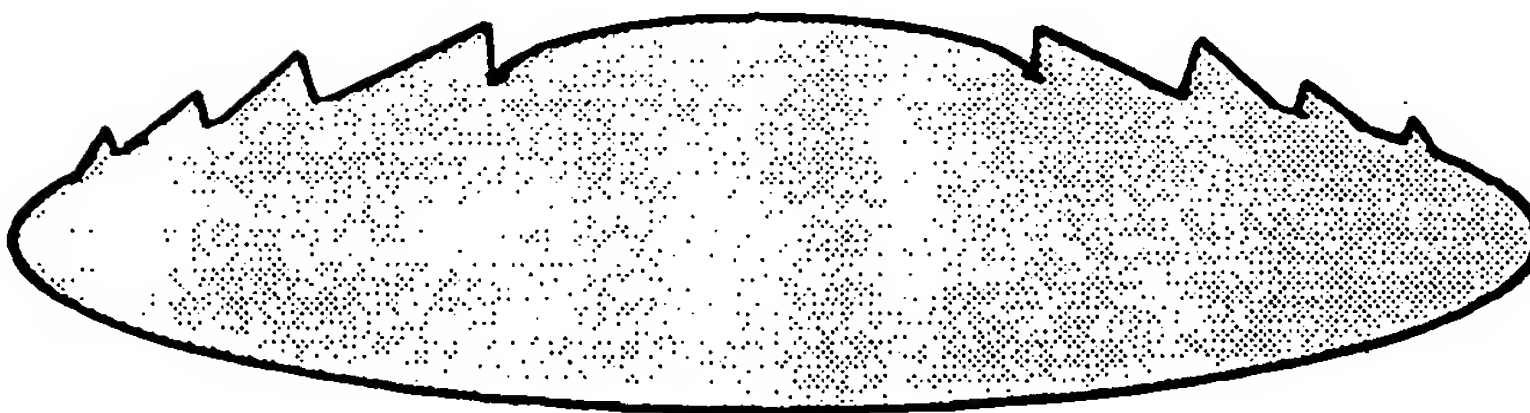


Fig.12





Europäisches  
Patentamt

# EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung

EP 92 11 7300

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int. Cl.5)
X	EP-A-0 355 230 (A.COHEN)	1,2,7,	G02B5/18
A	* Ansprüche; Abbildungen *	11,12	A61F2/16
	---	5,9	G02C7/06
X,P	EP-A-0 470 811 (MMM)	1,3	
A	* Ansprüche; Abbildungen *	4,9,11,	
	---	12,14,	
		15,16	
A	EP-A-0 393 639 (A.COHEN)	1	
	* Ansprüche; Abbildungen *		
	---		
A	US-A-4 895 790 (G.J.SWANSON)	1,10	
	* Ansprüche; Abbildungen *		
	-----		
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchemart		Abschlußdatum der Recherche	Prüfer
DEN HAAG		26 JANUAR 1993	PFAHLER R.
<b>KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE</b>			
X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze	
Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie		E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist	
A : technologischer Hintergrund		D : in der Anmeldung angeführtes Dokument	
O : mündliche Offenbarung		L : aus andern Gründen angeführtes Dokument	
P : Zwischenliteratur		& : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

No active trail

**DELPHION**

Select CR

Stop Tracking

RESEARCH

PRODUCTS

INSIDE DELPHION

Log Out Work Files Saved Searches

My Account

Search: Quick/Number Boolean Advanced Derwent

Help

**The Delphion Integrated View**Get Now:  PDF | [More choices...](#)Tools: Add to Work File: ☐ Create new Work File☐ AddView: [Expand Details](#) | [INPADOC](#) | Jump to: Top☐ Go to: [Derwent](#)☒ [Email this to a friend](#)Title: **EP0537643A1: Ophthalmic lens**[\[German\]](#)[\[French\]](#)Derwent Title: Ophthalmic lens for spectacles, contact or intra-ocular application - has effective part with diffractive, zone-shaped fine structure elements with two diffraction sequences [\[Derwent Record\]](#)

Country: EP European Patent Office (EPO)

Kind: A1 Publ. of Application with search report <sup>i</sup> (See also: [EP0537643B1](#) )Inventor: Stork, Wilhelm, Dr.;  
Streibl, Norbert, Dr.;Assignee: ADATOMED PHARMAZEUTISCHE UND MEDIZINTECHNISCHE GESELLSCHAFT MBH  
[News, Profiles, Stocks and More about this company](#)

Published / Filed: 1993-04-21 / 1992-10-09

Application Number: EP1992000117300

IPC Code: G02B 5/18; A61F 2/16; G02C 7/06;

Priority Number: 1991-10-18 [DE1991004134518](#)

Abstract: An ophthalmic lens (spectacle lens, contact lens, intraocular lens), whose optically active lens part has diffractive, zonal fine-structure elements with two orders of diffraction, whose intensity is substantially stronger than the intensities of the other orders of diffraction, so that a bifocal lens is obtained by diffractive action.

INPADOC Legal Status: [Show legal status actions](#) Get Now: [Family Legal Status Report](#)

Designated Country: AT BE CH DE DK ES FR GB GR IE IT LI LU MC NL PT SE

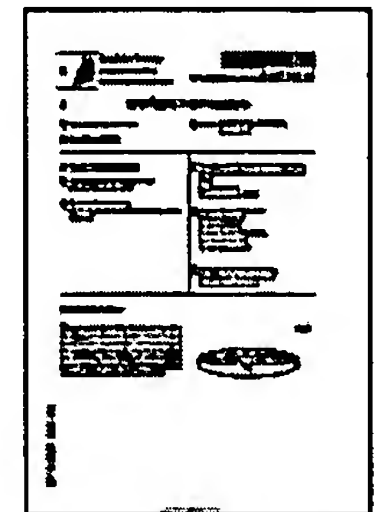
Family: [Show 5 known family members](#)

First Claim: [Show all claims](#)

1. Ophthalmische Linse, in deren optischem Linsenteil auf Zonenradien um die optische Linsenachse diffraktive Feinstrukturelemente mit zwei Beugungsordnungen, gegenüber deren Intensitäten die Intensitäten anderer Beugungsordnungen gering sind, gebildet sind zur Erzielung zweier Foki mit jeweils unterschiedlichem Scheitelbrechwert, dadurch gekennzeichnet, daß die Zonenradien (Rm) zur Bildung der Perioden des Feinstrukturprofils die Gleichung  $\sqrt{Rm^2 + f^2} = \lambda$  erfüllen, wobei m jeweils eine ganze Zahl, beginnend mit 1, f der Reziprokwert jeweils eines der beiden Scheitelbrechwerte der Linse und  $\lambda$  die Designwellenlänge, welche im grünen Spektralbereich des sichtbaren Lichts liegt, bedeuten und daß das Feinstrukturprofil entweder ein Rechteckprofil ist, dessen Grundlinie der halben Periode des Feinstrukturprofils entspricht, oder ein Sägezahnprofil ist, dessen Grundlinie der ganzen Periode des Feinstrukturprofils entspricht.

Description  
[Expand description](#)

Zur Korrektur von Alterssichtigkeit (Presbyopie) ist es bekannt, ophthalmische Linsen (Augenläser, Kontaktlinsen, Intraokularlinsen) zu verwenden, die zwei verschiedene Scheitelbrechwerte und mithin zwei verschiedene Foki entlang der optischen Achse bilden. Es ist bekannt, hierfür ophthalmische Linsen zu verwenden, deren optisch wirksamer Linsenteil in Zonen unterschiedlicher Scheitelbrechwerte aufgeteilt ist. Diese Linsen besitzen in unterschiedlichen Abständen von der optischen Achse unterschiedliche Brechkraften. Die Linse wirkt hierbei als geometrischer Strahlteiler, welcher den einfallenden Bündelquerschnitt in zwei (Biofokallinsen) oder mehrere Teilbereiche (Multifokallinsen) aufteilt, die dann in zwei bzw. mehreren Brennpunkten fokussiert werden. Hierbei läßt sich nicht vermeiden, daß unterschiedliche Teile der Apertur verschiedenen Brennpunkten zugeordnet sind. Bei sich ändernden Beleuchtungsstärken ändert sich infolge der Adaption des Auges auch der Irisdurchmesser (Apertur). Da bei geometrischer Strahlteilung die Drechkraft über den optisch wirksamen Linsenteil radial verteilt ist, ändern sich auch die an der Abbildung beteiligten Flächenanteile der Augenpupille mit ihren unterschiedlichen Brechkraften. Ordnet man beispielsweise die für das Nahfeldsehen nötige Brechkraft im Zentrum der Pupille an, weil man beispielsweise beim Lesen für eine ausreichende Beleuchtung sorgen will, so wird das Fernfeldsehen stark



High Resolution

Low Resolution

12 pages